Aus dem Zahnärztlichen Institut der Universität Tübingen
Direktor: Professor Dr. Dr. Eugen Fröhlich

Untersuchungen über weichbleibende Kunststoffe in der zahnärztlichen Prothetik

INAUGURALDISSERTATION
zur Erlangung des
DOKTORGRADES DER ZAHNMEDIZIN
einer Hohen medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität Tübingen

vorgelegt von

Heinrich Alf Eberle
aus Hannober Krs. Ravensburg

1962

7119

Aus dem Zahnärztlichen Institut der Universität Tübingen
Direktor: Professor Dr. Dr. Eugen Fröhlich

Untersuchungen über weichbleibende Kunststoffe in der zahnärztlichen Prothetik

INAUGURALDISSERTATION
zur Erlangung des
DOKTORGRADES DER ZAHNMEDIZIN
einer Hohen medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität Tübingen

vorgelegt von

Heinrich Alf Eberle
aus Hannober Krs. Ravensburg

Dekan : Prof. Dr. K. Brecht

Berichterstatter : Prof. Dr. Dr. E. Fröhlich

R. UNIV.
BIBLIOTHEEK
LEIDEN

Inhaltsverzeichnis

		Seite
THEORETISCHER TEIL		
I.	Einleitung und Problemstellung	1
II.	Bisherige Untersuchungen auf diesem Gebiet Schrifttumsübersicht	3
EXPERIMENTELLER TEIL		7
III.	Material und Methodik	7
	A) Härte	8
	B) Haftung am Basiskunststoff der Prothese	24
	C) Haftung an der Schleimhaut	32
	D) Oberflächenverhalten	36
	E) Verhalten bei Dauerwalkung	42
	F) Bericht über die Nachuntersuchung von 30 Patienten, die vor längerer Zeit mit weichbleibend unterfütterten Prothesen versorgt worden waren (vorläufige Mitteilung)	48
IV.	Zusammenfassung der gesamten Arbeit	51
	Anhang	55
V.	Literaturverzeichnis	56
VI.	Lebenslauf	58

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41549606_0041

THEORETISCHER TEIL

I. EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG

Bei Plattenprothesen, insbesondere Totalprothesen, für die Versorgung des zahnlosen Mundes werden die Kaukräfte über die Plattenbasis an die Schleimhaut weitergegeben. Eine starre Prothesenbasis wird sich an eine ungleichmäßige Oberfläche kaum jemals zufriedenstellend anschmiegen können. Es war daher naheliegend, die Prothese mit einer elastischen, weichbleibenden Schicht auszufüttern, die (etwa nach dem Prinzip eines Kissens) die von der Prothese ausgehenden Druckkräfte mildert und gleichmäßiger verteilt. Das Ziel dabei war nicht nur ein einwandfreier Sitz der Prothese, sondern auch eine bessere Haftung der Prothese durch den innigen Kontakt zwischen Schleimhaut und einer elastischen Schicht. Außerdem erwartete man nicht nur geringere Schleimhautschäden, sondern auch eine pathologisch beschleunigte Resorption des kaubelasteten Alveolarfortsatzes zu verhindern; dieser ist ja nach histologischen Untersuchungen von K. HÄUPL (5) und E. FRÖHLICH (4) besonderen Um- und Abbauvorgängen unterworfen.
Mit derartigen Unterfütterungen scheint man grundsätzlich auf dem richtigen Wege zu sein. So berichten M. KUCK (15) und T. AKIYAMA (1) von einer 4- bis 9-fachen Steigerung der Schleimhauthaftung durch weichbleibende Unterfütterung der Prothese bzw. weichbleibende Auskleidung unter sich gehender Stellen.

Dauererfolge aber blieben aus weil die M a t e r i a l i e n (z. B. Sämischleder F. SELBACH (22), weicher Unitas-Novo-Zahn-Kautschuk, Stabilit, Bio-Soft, Plastupalat usw.) den Anforderungen nicht genügten: Entweder lösten sie sich nach kurzer Zeit vom Prothesenbasismaterial ab, oder sie wurden bald hart und unelastisch.

P. WEIKART (24) stellt an weichbleibende Kunststoffe, die zu diesem Zweck Verwendung finden sollen, folgende grundsätzliche Forderungen:

1. Sie müssen frei sein von jeglichen schädigenden, biologisch negativen Substanzen.
2. Ihre Verbindung mit dem harten Prothesenbasismaterial muß fest, dauerhaft und nach Möglichkeit ohne besonderen Arbeitsgang herzustellen sein.
3. Das Gefüge muß stabil sein, d. h. die Weichheit darf nicht verloren gehen.
4. Das Material muß eine hohe Elastizität und ein schnelles Rückstellvermögen aufweisen.
5. Das Material muß mundbeständig sein.
6. Es muß abriebfest sein.
7. Die Oberfläche muß glatt sein.
8. Die Farbe muß konstant bleiben.

Um die Frage nach einem geeigneten Material zur weichbleibenden Prothesenunterfütterung, wenn möglich einer Lösung näher zu bringen, stellten wir uns die Aufgabe, eine Reihe von Materialien zu untersuchen, die von verschiedenen Firmen entwikkelt und uns für unsere Versuche freundlicherweise zur Verfügung gestellt worden waren.

Diese Materialien sollten nach folgenden Gesichtspunkten geprüft werden:

1. Härte
2. Haftung am Basiskunststoff
3. Haftung an der Schleimhaut
4. Verhalten bei Dauerwalkung
5. Oberflächenbeschaffenheit

Im Anschluß an die Materialprüfungen wurden klinische Nachuntersuchungen über das Verhalten der Materialien im Munde bei einer Tragezeit der Prothesen von 1 bis 2 Jahren angestellt.

II. BISHERIGE UNTERSUCHUNGEN AUF DIESEM GEBIET
Schrifttumsübersicht

1. Härte (nach Shore)

Unter Shorehärte (DIN 53505) wird der Widerstand des Prüfmaterials gegen das Eindringen eines Kegelstumpfes von 0,79 mm Durchmesser verstanden. Die Shorehärte ist wie die Weichheitszahl eine dimensionslose Zahl. Der Shorehärtegrad und die Weichheitszahl stehen in einem gewissen reziproken Verhältnis zueinander. Mit zunehmender Härte steigt der Shorehärtegrad und nimmt die Weichheitszahl ab. Der Härtegrad ist nach 3 Sekunden abzulesen.

Härteprüfungen an weichbleibenden zahnärztlichen Prothesenmaterialien sind bisher von S. ZEHM (25) und H.W. HERRMANN (8) durchgeführt worden. S. ZEHM (25) testete die Shorehärte von NEOPLASTUPALAT an 1,0 mm dicken polymerisierten Proben bei einer Temperatur von 20°C. Der Härtegrad wurde von ihm schon nach 3 Sekunden abgelesen. Bei den polymerisierten Proben erhielt er einen Mittelwert von 50 Shore, bei den unpolymerisierten von 23 Shore.

H. W. HERRMANN (8) bestimmt in einer Versuchsreihe die Shorehärte auch nach DIN 53505 und zwar sowohl bei Zimmertemperatur (20°C), als auch bei Mundtemperatur (37°C) an nachstehenden weichbleibenden Werkstoffen, wobei er feststellte, daß die meisten weichbleibenden Werkstoffe bei zunehmender Temperatur weicher werden.

	Shorehärten bei 20°C	bei 37°C
WE 49	71 Shore	33 Shore
NEOPLASTUPALAT	36 "	22 "
P 57	47 "	47 "
SILACRYL	52 "	50 "
IVOFLEX	60 "	53 "

Bei all diesen Versuchen hat H. W. HERRMANN die Dicke seiner Proben nicht angegeben.

2. Haftung des weichbleibenden Materials am Basiskunststoff der Prothese

Unter Haftung versteht man den Zusammenhalt zweier Körper, deren Oberflächen aneinander liegen. Dieser Zusammenhalt kann auf Kohäsion, Adhäsion oder Unterdruck beruhen.

H. W. HERRMANN (8) prüfte bei fünf verschiedenen weichbleibenden Materialien das Haftvermögen am Basiskunststoff. Er fügte zu diesem Zweck weiche Materialien von 10 x 10 mm Basisfläche und 20 mm Höhe stirnseitig mit Proben harten Materials (OPTODONT) nach der für jeden Werkstoff vom Hersteller angegebenen Vorschrift zusammen. Nachdem die polymerisierten Prüfkörper drei Tage an der Luft aufbewahrt worden waren, lagerte er sie eine Stunde bei 37°C in einem Trokkenschrank und spannte sie unmittelbar danach in eine Zerreißmaschine (Fabrikat Zwick) ein, die auf einen Vorschub von 100 mm (Min.) eingestellt war. Dabei erhielt er folgende Resultate:
Haftfestigkeit weicher Kunststoffe von 1 cm^2 (Basisfläche OPTODONT) an harten Akrylaten.

	Zugfestigkeit kg/cm^2	
WE 49	11,3	Bruch im Material
P 57	6,5	Bruch in der Klebung
SILACRYL	6,4	Bruch in der Klebung
NEOPLASTUPALAT	10,8	Bruch teils im Material
IVOFLEX	13,7	Bruch im Material

3. Haftung an der Schleimhaut

T. AKIYAMA (1) machte an einer Reihe von Patienten vergleichende Untersuchungen hinsichtlich der Haftung von harten und weichbleibend unterfütterten Kunststoffprothesen. Die Messungen wurden von ihm mit einem ziemlich komplizierten, von ihm eigens dazu entwickelten Gerät, durchgeführt. Dabei stellt er als Endresultat fest, daß der Halt einer weichbleibenden unterfütterten Prothese gegenüber einer Prothese aus hartem

Kunststoff um das vier- bis neunfache gesteigert ist. Dies führt er auf eine Steigerung der Adhäsion und auf den besseren Randschluß am Ventilrand zurück.

Auch M. KUCK (16) berichtet, daß durch weichbleibende Unterfütterung eine Steigerung der Adhäsion und damit eine Steigerung der Prothesenhaftung an der Schleimhaut eintritt. So schreibt er u. a.: "Bei Verwendung von weichbleibendem Kunststoff kann die Haftintensität der Adhäsionsfläche gesteigert werden. Da die darunterliegende Schleimhaut ebenfalls eine Resilienz aufweist, wird es bei dem Zusammentreffen der beiden Oberflächen infolge der verwandten Eigenschaften zu einer innigen Berührung kommen. Die Auswirkungen der zwei Oberflächen erfolgen gleichsam in einer Richtung, sie summieren sich, ja, nach neueren physikalischen Kenntnissen kann sogar von einer Potenzierung der betreffenden Werte gesprochen werden. Infolge des dadurch entstehenden innigen Kontaktes kommt es zu einer ganz besonders engen Spaltbildung und damit zu einem sehr dünnen Flüssigkeitsfilm. Je dünner dieser Flüssigkeitsfilm wird, desto näher kommt man an den Wirkungsbereich der Molekularkräfte heran, die in molekularen Entfernungen sehr groß sind."

Diese Ausführungen stehen in einem gewissen Gegensatz zu den Untersuchungen von E. KÖRBER (20). Dieser konnte zeigen, daß die Adhäsion beim Prothesenhalt zwar beteiligt ist, aber kaum entscheidenden Einfluß hat. Nach seiner Meinung haben wir keinen direkten Einfluß auf die Adhäsion. Die Haftung schreibt er dem Luftdruck zu.

4. Oberflächenverhalten

Unter Oberflächenverhalten bezeichnet man das Verhalten einer Oberfläche gegenüber chemischen und physikalischen Einwirkungen in der Zeiteinheit.

Vergleichende Messungen der Oberflächenrauhigkeit an weichen

Prothesenkunststoffen konnten wir in der Literatur nicht finden. Es werden lediglich allgemeine klinische Beobachtungen über das Oberflächenverhalten weicher Werkstoffe angeführt.

So schreibt F. JUNG (12):"Die weichen Werkstoffe beanspruchen infolge ihrer rauhen und nicht polierbaren Oberfläche die Schleimhaut zu stark auf Reibung und Sog, was auch E. FRÖHLICH durch histologische Untersuchungen bewiesen hat. Die Gingiva antwortet darauf mit Entzündungen, die bei der dünnen Polsterung des unteren Alveolarfortsatzes schnell auf den Knochen übergreifen und dessen Abbau eher beschleunigen als verzögern, womit sich die beabsichtigte Wirkung ins Gegenteil verkehrt."

H. REHM (21) empfiehlt, den weichbleibenden Kunststoff bei der Verarbeitung gegen das Gipsmodell mit einer Cellophanschicht zu isolieren. Daraus resultiere eine glattere Oberfläche der weichbleibenden Prothesenbasis.

H. W. HERRMANN (8) konnte bei entsprechender Isolierung des Gipses mit einem guten Alginatisolator unter vorherigem Aufbringen von 25 %iger Kalziumchloridlösung eine glatte und weitgehend porenfreie Oberfläche der weichen Werkstoffe erzielen. Außerdem konnte er mittels Politur die Oberfläche bei den Akrylaten und Polyvinylchloriden verdichten.

5. Dauerwalkung

Unter Walkung verstehen wir die unter mechanischem Druck eintretende elastische Verformung eines Körpers, wobei dieser nach Aufhebung des Drucks seine ursprüngliche Form wieder einnimmt. - Solche Walkwirkungen treten beim Kauen und Beißen in der weichbleibenden Kunststoffunterfütterungsschicht einer Prothese auf. Es leuchtet ein, daß Stabilität, Elastizität und Oberflächenglätte durch die Walkung möglichst nicht in Mitleidenschaft gezogen werden dürfen. - Soweit in der Literatur ersichtlich sind bisher Dauerwalkversuche an weichen Prothesenkunststoffen noch nicht durchgeführt worden.

EXPERIMENTELLER TEIL

III. MATERIAL UND METHODIK

Bei den zu untersuchenden Materialien handelt es sich um Stoffe aus drei verschiedenen chemischen Gruppen, nämlich um Akrylate, ein Polyvinylchlorid und einige Silikone.

Die Materialien sind der besseren Übersicht wegen nach ihrem Chemismus aufgeteilt.

Gruppe I Akrylate (Mischpolymerisate aus verschiedenen Akrylsäure-Estern)
- a) NEOPLASTUPALAT (BAYER-LEVERKUSEN)
- b) PALASIV (KULZER)
- c) CORRECTYL (MERZ)

Gruppe II Polyvinylchloride (PVC) (Polyvinylchlorid mit Weichmacher)
- a) IVOFLEX (ETABLISSEMENT DENTAIRE,IVOCLAR)

Gruppe III Silikone (kettenförmig vernetzte Organosiloxane mit verschiedener Folge von Si und O_2-Atomen, teilweise mit Kleber zu verarbeiten)
- a) MOLLOSIL (KÖSTNER)
- b) MOLLOPLAST B (KÖSTNER)
- c) STABON (BINDER)
- d) EKTASIL (LEDERER)

Gruppe IV Silikone mit Akrylatmonomer
- a) SILACRYL (BODENSEE-DENTAL)

Bei unseren Materialprüfungen haben wir uns zunächst an die Methoden unserer Vorgänger gehalten, d. h. wir haben die zur Verfügung stehenden Materialien untersucht auf:

1. Härte
2. Haftung am Basiskunststoff der Prothese
3. Haftung an der Schleimhaut
4. Oberflächenverhalten

Darüber hinaus haben wir noch eine Prüfmethode angewandt, die unseres Wissens an weichen Prothesenkunststoffen bisher noch nicht versucht wurde; es handelt sich um die

5. Dauerwalkung.

BESCHREIBUNG UNSERER VERSUCHE UND IHRE ERGEBNISSE

A) H Ä R T E

a) Das Prüfgerät (Abb. 1)

Zur Messung der Härte haben wir uns eines Härteprüfers der OTTO-WOLPERT-WERKE, Ludwigshafen (DIN 53505) bedient. Es handelt sich um ein etwa 7 x 7 cm großes Metallkästchen, aus dem eine Handschraube einerseits und ein kegelstumpfförmiger Taster andererseits herausragen. Bei dem Taster handelt es sich um einen federbelasteten Eindringkörper mit definierter Spitze, der an seinem stumpfen Ende einen Durchmesser von 0,7 mm hat und über eine Übertragungseinrichtung mit einer Skala verbunden ist. Diese Skala erlaubt die direkte Ablesung in Härtegraden nach Shore. Auf der Skala des Prüfgerätes sind Zahlen von 0 bis 100 angezeichnet. Das sind die jeweiligen Shorewerte. Je höher die Zahl, um so härter ist das Material.

b) Der Prüfkörper (Abb. 2)

Die Basis der Prüfkörper besteht aus hartem Kunststoff (OPTODONT). Diese OPTODONT-Basis hat eine Stärke von 5 mm auf einer Grundfläche von 1 x 4 cm. Auf diese OPTODONT-Basis werden Auflagen aus weichbleibendem Kunststoff nach

Herstellervorschrift (NEOPLASTUPALAT, PALASIV usw.) gebracht. Bei der ersten und zweiten Versuchsreihe beträgt die Schichtdicke der Prüfkörper jeweils 2 mm. Die Schichtdicke der Prüfkörper für die dritte und vierte Versuchsreihe variiert von 0,5 bis 5 mm.

Abb. 1:
Härteprüfer nach DIN 53505 der OTTO-WOLPERT-WERKE Ludwigshafen

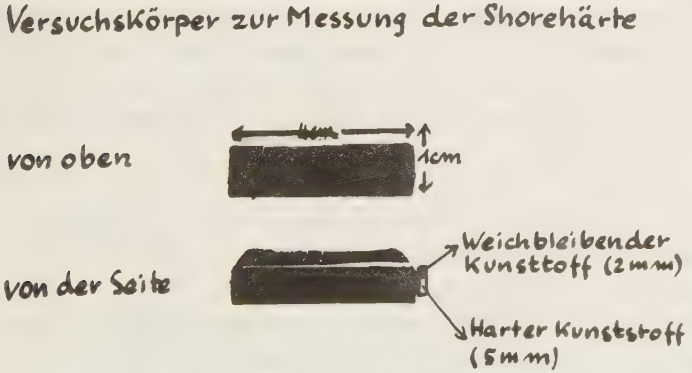


Abb. 2: Formgestalt und Maße der Versuchskörper zur Messung der Shorehärte

c) Die Technik der Durchführung der Versuche

Der Härteprüfer wird plan auf den Prüfkörper aufgesetzt, wobei sich der Taster des Härteprüfers in den Prüfkörper fest eindrückt. Der Härtegrad des Prüfkörpers konnte sodann nach drei Sekunden auf der Skala des Prüfgerätes nach DIN 53505 abgelesen werden. Da jedoch mehrere Versuchsmessungen ergaben, daß bei Zugrundelegung dieser Norm zu große Meßschwankungen auftreten, wurde die Meßzeit auf 30 Sekunden verlängert.

Aus jeweils drei Messungen pro Versuch wurde ein Mittelwert errechnet. Da die Meßschwankungen nach 30 Sekunden nur noch ganz geringfügig waren, konnte auf eine Fehlerberechnung verzichtet werden.

Erste Versuchsreihe

Vergleichende Messung der Shorehärten verschiedener weichbleibender Kunststoffe bei konstanter Schichtdicke von 2 mm nach ein- und mehrtägiger Lagerung in Luft bei 20°C.

Als erstes stellten wir uns die Aufgabe, die verschiedenen gegebenen Kunststoffe in ihrer H ä r t e miteinander zu vergleichen. Und zwar haben wir unsere vergleichenden Messungen zunächst an Materialteilen von konstanter Dicke bei Zimmertemperatur vorgenommen. Sie wurden einen Tag nach der Prüfkörperherstellung durchgeführt. Die Ergebnisse sind aus Tabelle 1, Spalte 1, ersichtlich (Seite 12).

Die Tabelle 1, Spalte 1, Seite 12 zeigt, wie stark sich die Härtegrade der verschiedenen Kunststoffe bei konstanter Dikke von 2 mm unterscheiden. Es fällt auf, daß die Akrylate NEOPLASTUPALAT und CORRECTYL und das Silikon MOLLOSIL die geringsten Werte erreichen, wohingegen das Polyvinylchlorid IVOFLEX die zweitgrößte Härte aufweist. Die für SILACRYL festgestellte Shorehärte von 63 zeigt, daß durch eine Verbindung von Silikonen mit Akrylaten keine Verbesserung in Bezug auf Weichheit erzielt wird.

Bei denselben Prüfkörpern wurde noch der Einfluß der Z e i t auf die H ä r t e bzw. die W e i c h h e i t der verschiedenen Materialien untersucht. Wir haben also die Prüfkörper der verschiedenen Materialien, alle 2 mm dick, über ein halbes Jahr hinweg gelagert, zunächst in Luft von 20°C, und haben alle vier Wochen Messungen der Shorehärte vorgenommen. Die Ergebnisse sind aus Tabelle 1 ersichtlich (Seite 12).

Tabelle 1 zeigt, daß die Silikone, SILACRYL und das NEOPLASTUPALAT bei Lagerung an der Luft von 20°C im Verlauf eines halben Jahres ihre Shorehärte nur ganz unwesentlich verändern. Die anderen Akrylate (PALASIV, CORRECTYL) jedoch und das Polyvinylchlorid IVOFLEX verlieren sehr stark an Weichheit.

S h o r e h ä r t e (Mittelwert aus 3 Messungen)

Material	1 Tag nach Herstellung	Nach: 4	8	12	16	20	24	28
		Wochen Lagerung in Luft						
NEOPLASTUPALAT	35	34	34	36	35	37	36	37
PALASIV	52	66	76	79	80	79	82	81
CORRECTYL	35	48	54	56	68	75	81	81
IVOFLEX	60	61	61	66	68	67	70	72
MOLLOSIL	35	34	36	37	37	39	40	42
MOLLOPLAST B	46	47	46	46	48	47	48	48
STABON	48	48	47	49	49	50	50	49
EKTASIL	54	54	55	54	56	57	56	57
SILACRYL	63	63	62	63	63	64	63	64

Tabelle 1: Versuchsreihe: Shore-Härten verschiedener Materialien bei konstanter Schichtdicke von 2 mm über längere Zeiträume hinweg in Luft bei 20°C.

Zweite Versuchsreihe

Vergleichende Messung der Shorehärten verschiedener weichbleibender Kunststoffe bei konstanter Schichtdicke von 2 mm nach ein- und mehrtägiger Lagerung in Aqua dest. von 37°C.

Von der Forderung ausgehend, daß ein Prothesenmaterial seine Eigenschaften nicht nur in Luft und bei Zimmertemperatur beweisen muß, sondern vor allem in der feuchtwarmen Atmosphäre der Mundhöhle, haben wir als nächstes vergleichende Messungen der Shorehärten derselben Materialien nach Lagerung in Aqua dest. bei einer Temperatur von 37°C vorgenommen. Die Ergebnisse sind aus Tabelle 2, Seite 14, ersichtlich.

Tabelle 2 zeigt, daß alle drei Akrylate (NEOPLASTUPALAT, PALASIV und CORRECTYL) bei Lagerung in Wasser von 37°C, schon einen Tag nach Herstellung, im Vergleich zur Lagerung an der Luft, wesentlich an Härte verlieren. Die Härte des Polyvinylchlorids und der Silikone ändert sich hingegen in diesem Zeitraum nicht. NEOPLASTUPALAT zeigt die geringsten Werte und wurde im Laufe der Beobachtungszeit von einem halben Jahr sogar weicher. PALASIV, das bei Luftlagerung ziemlich stark verhärtet war, behielt bei Lagerung in Aqua dest. seine Weichheit fast ungeschmälert. Das CORRECTYL erfährt im Beobachtungszeitraum eine Steigerung seiner Shorehärte um fast 100 %.

S h o r e h ä r t e (Mittelwert aus 3 Messungen)

Material	1 Tag nach Herstellung	Nach: 4	8	12	16	20	24	28
		Wochen Lagerung in Aqua dest.						
NEOPLASTUPALAT	30	29	26	27	26	25	24	25
PALASIV	46	41	43	43	44	45	47	48
CORRECTYL	33	33	37	40	48	55	59	60
IVOFLEX	56	55	58	59	61	65	66	65
MOLLOSIL	35	35	34	36	36	38	38	40
MOLLOPLAST B	45	44	45	47	46	48	47	47
STABON	48	47	48	48	48	49	50	49
EKTASIL	54	53	54	54	56	55	56	56
SILACRYL	63	62	62	61	63	63	62	63

Tabelle 2: Versuchsreihe: Shorehärten verschiedener Materialien bei konstanter Schichtdicke von 2 mm über längere Zeiträume hinweg in Aqua dest. von 37°C.

Dritte Versuchsreihe

Vergleichende Messung der Shorehärten verschiedener weichbleibender Kunststoffe bei variierender Schichtdicke von 0,5 bis 5 mm in Luft bei 20°C.

Als nächstes legten wir uns die Frage vor, ob die Shorehärte der Materialien von der Schichtdicke abhängig ist. Da die Prothesenunterfütterung im Sinne eines Sitzkissens wirken soll, war dieser Gedanke naheliegend.

Zu diesem Zwecke stellten wir von drei verschiedenen Materialien (dem NEOPLASTUPALAT, dem PALASIV und dem EKTASIL) Prüfkörper verschiedener Dicke her, und zwar von 0,5 bis 5 mm, in Abstufungen von je 0,5 mm. Diese Prüfkörper unterzogen wir den gleichen Härtemessungen wie die vorher genannten 2 mm dicken Auflagen. Die Herstellung der Prüfkörper war technisch etwas schwierig. Wir befürchteten deshalb Ungenauigkeiten in den Meßergebnissen und stellten zur Sicherheit jedem Versuch noch drei Kontrollversuche an die Seite.

Aus den vier Versuchen mit NEOPLASTUPALAT ergeben sich aus den jeweiligen vier Mittelwerten folgende Endmittelwerte:

Dicke des Materials	Mittelwerte von je 4 Versuchen in Shore				Endmittelwert
0,5 mm	81	81	80	80	80 Shore
1,0 mm	61	61	60	59	60 Shore
2,0 mm	35	35	36	35	35 Shore
3,0 mm	26	22	30	29	27 Shore
4,0 mm	22	21	25	32	24 Shore
5,0 mm	20	20	23	22	21 Shore

Tabelle 3: Versuchsreihe: Shorehärten verschiedener Materialien bei variierender Schichtdicke von 0,5 bis 5 mm in Luft bei 20°C. Prüfstoff: NEOPLASTUPALAT.

Bei vier Versuchen mit PALASIV ergeben sich aus den jeweiligen vier Mittelwerten folgende Endmittelwerte:

Dicke des Materials	Mittelwerte von je 4 Versuchen in Shore				Endmittelwert
0,5 mm	68	67	66	64	66 Shore
1,0 mm	57	58	59	56	57 Shore
2,0 mm	45	46	47	49	47 Shore
3,0 mm	42	38	40	44	40 Shore
4,0 mm	38	37	36	42	36 Shore
5,0 mm	35	34	36	39	36 Shore

Tabelle 4: Versuchsreihe: Shorehärten verschiedener Materialien bei variierender Schichtdicke von 0,5 bis 5 mm in Luft bei 20°C. Prüfstoff: PALASIV.

Aus vier Versuchen mit EKTASIL ergeben sich aus den jeweiligen vier Mittelwerten folgende Endmittelwerte:

Dicke des Materials	Mittelwerte von je 4 Versuchen in Shore				Endmittelwert
0,5 mm	70	71	69	70	70 Shore
1,0 mm	61	60	60	61	60 Shore
2,0 mm	53	53	54	54	54 Shore
3,0 mm	50	52	50	52	51 Shore
4,0 mm	48	50	49	50	49 Shore
5,0 mm	48	48	48	49	48 Shore

Tabelle 5: Versuchsreihe: Shorehärten verschiedener Materialien bei variierender Schichtdicke von 0,5 bis 5 mm in Luft von 20°C. Prüfstoff: EKTASIL.

Wie zu erwarten, sank die Shore-Härte bei allen drei Materialien mit zunehmender Dicke der Prüfkörper ab, d. h. die Schicht ist um so weicher, je dicker sie ist. Dieser Effekt ist, wie die Abbildung 3 erkennen läßt, am stärksten im Bereich von 0,5 bis 2 mm Dicke. Den stärksten Abfall zeigt dabei NEOPLASTUPALAT, den geringsten EKTASIL. Ab 3 mm Dicke verändern sich die Shore-Härten bei den einzelnen Stoffen nur noch unbedeutend. Man kann daraus ersehen, daß eine Schichtdicke von 0,5 mm (70 bis 80 Shore) für eine weichbleibende Unterfütterung einer Prothese völlig unzureichend wäre.

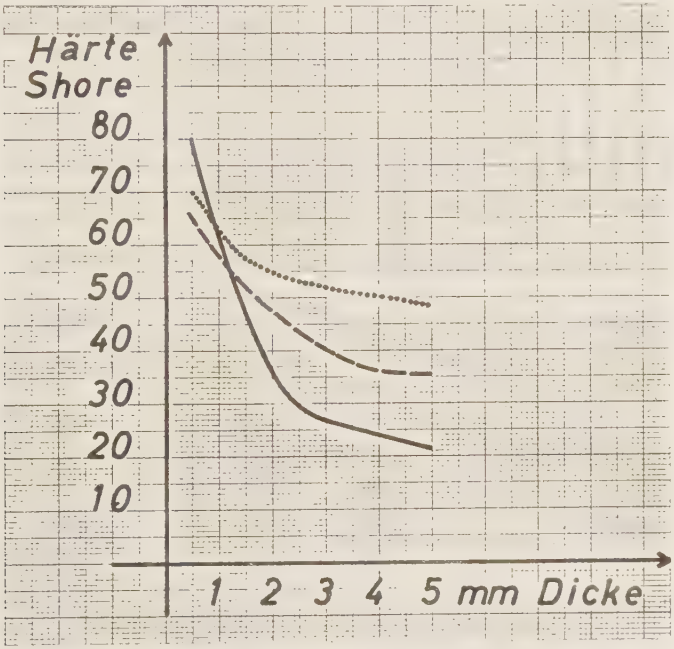


Abb. 3: Graphische Darstellung der im Endmittelwert erreichten Shorehärten bei variierender Schichtdicke von 0,5 bis 5 mm in Luft von 20°C.
Prüfstoff: NEOPLASTUPALAT ————————
PALASIV ----------
EKTASIL ....

Vierte Versuchsreihe

Vergleichende Messung der Shorehärten verschiedener weichbleibender Kunststoffe bei variierender Schichtdicke von 0,5 bis 5 mm nach achttägiger Lagerung in Aqua dest.von 37°C.

Wir haben die eben genannten Versuche in einem der Mundhöhle möglichst angeglichenen Millieu wiederholt: Wir stellten vergleichende Messungen der Shorehärten von NEOPLASTUPALAT, PALASIV und EKTASIL bei achttägiger Lagerung der (verschieden dicken) Prüfkörper in Aqua dest. von 37°C an. Die Ergebnisse sind aus den folgenden Tabellen und Schaubildern zu ersehen. Bei dieser Versuchsreihe konnte auf Kontrollversuche verzichtet werden.

NEOPLASTUPALAT nach achttägiger Lagerung in Aqua dest bei 37°C.

Dicke des Materials	Meßergebnis (Shore)			Endmittelwert
0,5 mm	70	71	69	70 Shore
1,0 mm	52	54	53	53 Shore
2,0 mm	29	30	30	30 Shore
3,0 mm	22	23	23	23 Shore
4,0 mm	22	24	21	22 Shore
5,0 mm	23	21	21	22 Shore

Tabelle 6: Versuchsreihe: Shorehärten verschiedener Materialien bei variierender Schichtdicke von 0,5 bis 5 mm nach achttägiger Lagerung in Aqua dest. von 37°C. Prüfstoff: NEOPLASTUPALAT.

PALASIV nach achttägiger Lagerung in Aqua dest. bei 37°C.

Dicke des Materials	Meßergebnis (Shore)			Endmittelwert
0,5 mm	69	71	72	71 Shore
1,0 mm	56	55	57	55 Shore
2,0 mm	49	50	51	50 Shore
3,0 mm	40	41	43	42 Shore
4,0 mm	39	39	40	39 Shore
5,0 mm	31	32	34	33 Shore

Tabelle 7: Versuchsreihe: Shorehärten verschiedener Materialien bei variierender Schichtdicke von 0,5 bis 5 mm nach achttägiger Lagerung in Aqua dest. von 37°C. Prüfstoff: PALASIV.

EKTASIL nach achttägiger Lagerung in Aqua dest. bei 37°C.

Dicke des Materials	Meßergebnis (Shore)			Endmittelwert
0,5 mm	66	68	62	67 Shore
1,0 mm	57	58	57	58 Shore
2,0 mm	54	55	54	55 Shore
3,0 mm	45	47	49	47 Shore
4,0 mm	46	45	46	46 Shore
5,0 mm	43	45	44	45 Shore

Tabelle 8: Versuchsreihe: Shorehärten verschiedener Materialien bei variierender Schichtdicke von 0,5 bis 5 mm nach achttägiger Lagerung in Aqua dest. von 37°C. Prüfstoff: EKTASIL

Nach der vierten Versuchsreihe sind die Shorehärten der verschieden dicken Prüfkörper (Abb. 4) nach achttägiger Lagerung in Aqua dest. von 37°C im Vergleich zur Härte bei Lufttemperatur von 20°C (Abb. 3) nur unwesentlich verändert.

NEOPLASTUPALAT und PALASIV verhalten sich der erhöhten Temperatur entsprechend weicher. NEOPLASTUPALAT ist durchschnittlich um 10,9 % und PALASIV um 7,4 % weicher geworden. Bei EKTASIL dagegen ist dies nicht der Fall.

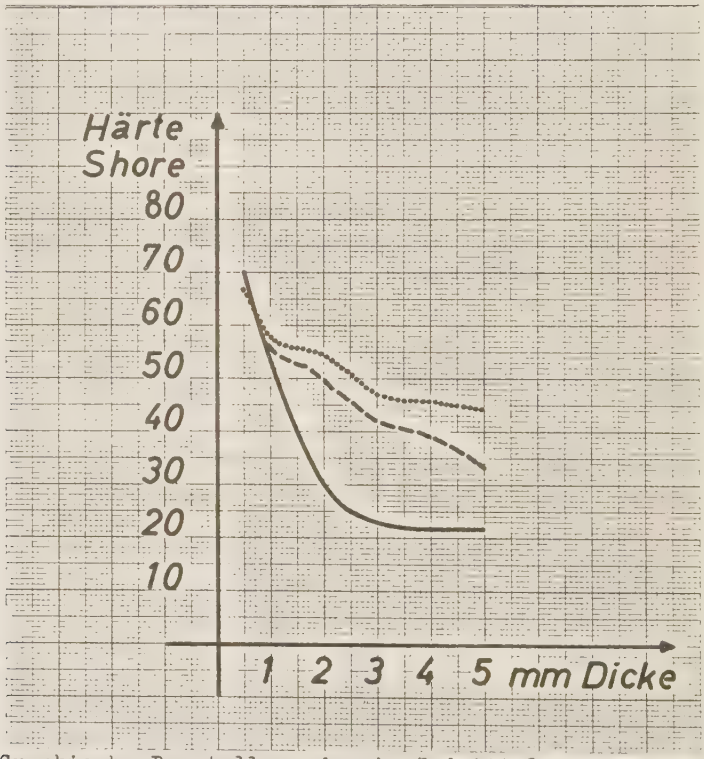


Abb. 4: Graphische Darstellung der im Endmittelwert erreichten Shorehärten bei variierender Schichtdicke von 0,5 bis 5 mm nach achttägiger Lagerung in Aqua dest. von 37°C.
Prüfstoff: NEOPLASTUPALAT ———
PALASIV ------
EKTASIL .....

d) Die Ergebnisse sämtlicher von uns vorgenommenen Messungen der Shorehärte

Erste Versuchsreihe: Vergleichende Messung der Shorehärten verschiedener weichbleibender Kunststoffe bei konstanter Schichtdicke von 2 mm nach ein- und mehrtägiger Lagerung in Luft bei 20°C.

Aus dieser Versuchsreihe geht hervor, daß die einzelnen Materialien in ihrer Shorehärte bei einer konstanten Schichtdicke von 2 mm bei Lagerung in Luft von 20°C verschieden sind. Die Akrylate NEOPLASTUPALAT und CORRECTYL, sowie die Silikone MOLLOSIL sind jeweils mit 35 Shore am weichsten und kommen unseren Forderungen nach Weichheit am nächsten. Die härtesten Materialien sind das Mischakrylat SILACRYL mit 63 Shore, das Polyvinylchlorid IVOFLEX mit 56 Shore und PALASIV mit 52 Shore. Die Silikone MOLLOPLAST B (46 Shore), STABON (48 Shore) und EKTASIL (54 Shore) unterscheiden sich in ihrer Härte nur gering.

Die Versuche ergaben, daß einige der Materialien im Laufe der Zeit bei Lagerung in Luft von 20°C an Weichheit verlieren. So steigt z. B. der Shorehärtegrad im Verlauf eines halben Jahres bei MOLLOSIL von 35 auf 42 Shore, bei IVOFLEX von 60 auf 72 Shore, bei PALASIV von 52 auf 81 Shore und bei CORRECTYL sogar von 35 auf 81 Shore (über 100 %) an.

NEOPLASTUPALAT, MOLLOPLAST B, STABON, EKTASIL und SILACRYL verändern ihre Shorehärten in demselben Zeitraum bei Lagerung in Luft von 20°C nur unbedeutend.

Zweite Versuchsreihe: Vergleichende Messung der Shorehärten verschiedener weichbleibender Kunststoffe bei konstanter Schichtdicke von 2 mm nach ein- und mehrtägiger Lagerung in Aqua dest. von 37°C.

Nach eintägiger Lagerung in Aqua dest. von 37°C ergeben die einzelnen Materialien bei konstanter Schichtdicke von 2 mm verschiedene Shorehärten. Die Akrylate NEOPLASTUPALAT, PALASIV und CORRECTYL sind nach eintägiger Lagerung in Aqua dest. von 37°C weicher (30, 46, 33 Shore) als bei Luft von 20°C. Die Silikone MOLLOSIL (35 Shore), MOLLOPLAST B (45 Shore), STABON (48 Shore), EKTASIL (54 Shore), das Polyvinylchlorid IVOFLEX (56 Shore) und das Mischakrylat SILACRYL behalten im Wasser wie in der Luft die gleichen Werte.

Bei Lagerung in Aqua dest. von 37°C verlieren CORRECTYL, IVOFLEX und MOLLOSIL im Laufe eines halben Jahres z. T. beträchtlich an Weichheit. NEOPLASTUPALAT dagegen verbessert in dieser Zeit seine Weichheit von 30 auf 25 Shore-Härtegrade. PALASIV verändert dagegen seinen Härtegrad auffallenderweise gegenüber der Lagerung in Luft von 20°C nur gering. Ebenso verhalten sich die Materialien MOLLOPLAST B, STABON, EKTASIL und SILACRYL.

Dritte Versuchsreihe: Vergleichende Messung der Shorehärten verschiedener weichbleibender Kunststoffe bei variierender Schichtdicke von 0,5 bis 5 mm in Luft von 20°C.

In dieser Versuchsreihe konnte nachgewiesen werden, daß die einzelnen Materialien bei verschiedener Schichtdicke von 0,5 bis 5 mm in ihrer Shorehärte jeweils verschieden sind. Bei einer Schichtdicke von 0,5 bis 3 mm sank die Shorehärte jeweils stark ab. Ab 3 mm Dicke veränderten sich jedoch die Shorehärten nur noch unbedeutend.

Vierte Versuchsreihe: Vergleichende Messung der Shorehärten verschiedener gleichbleibender Kunststoffe bei variierender Schichtdicke von 0,5 bis 5 mm nach achttägiger Lagerung in Aqua dest. von 37°C.

Auch nach achttägiger Lagerung in Aqua dest. bei 37°C sank die Shorehärte bei zunehmender Schichtdicke bei NEOPLASTUPALAT und EKTASIL im Bereich von 0,5 bis 3 mm, sowie bei PALASIV im Bereich von 0,5 bis 4 mm stark ab.

Zusammenfassend:

Die Akrylate NEOPLASTUPALAT, PALASIV, CORRECTYL und das Polyvinylchlorid IVOFLEX werden bei Lagerung in Wasser von 37°C weicher als bei Lagerung in Luft von 20°C.

Die Silikone MOLLOSIL, MOLLOPLAST B, STABON, EKTASIL und das Mischpolymerisat SILACRYL verhalten sich bei Lagerung in Wasser von 37°C gleich wie bei Lagerung in Luft von 20°C.

B) HAFTUNG AM BASISKUNSTSTOFF DER PROTHESE

Die nächste Aufgabe bestand darin, zu untersuchen, wie stark die Haftung der gegebenen Materialien am Basiskunststoff der Prothese ist. Zur Klärung dieser Frage wurden Zerreißproben und mikroskopische Beobachtungen angestellt.

a) Das Prüfgerät

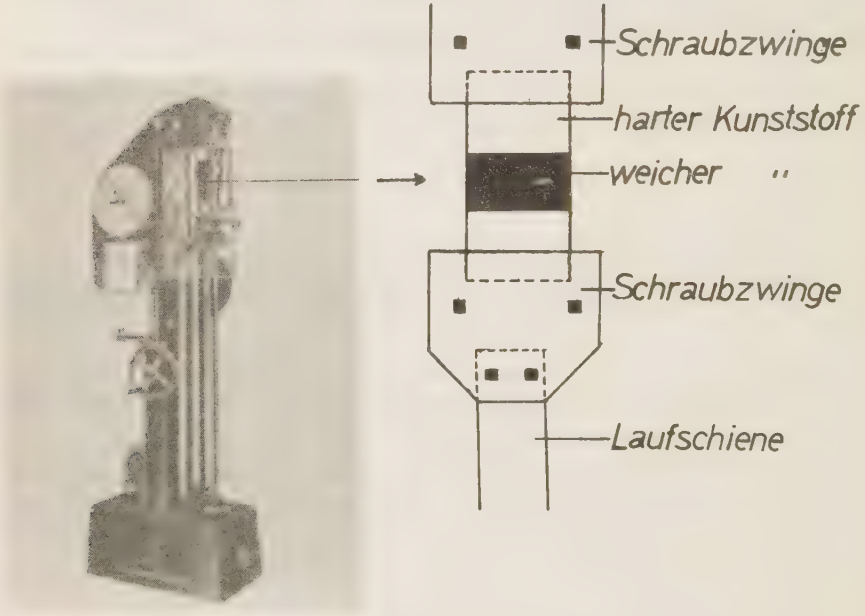


Abb. 5: Zerreißmaschine der Firma LOUIS SCHOPPER, Leipzig. Danebenstehende Skizze zeigt die Halterung der Prüfkörper.

Die übermannshohe Zerreißmaschine besteht im wesentlichen aus einer Schiene und zwei auf ihr laufenden Haltevorrichtungen, welche durch einen Elektromotor voneinander wegbewegt werden. Dabei beträgt der Vorschub 1 mm/sec (Abb.5). Die Größe der Kraft, durch welche die beiden Halter auseinandergeschoben werden, ist an einem Zeiger abzulesen. Die Werte werden durch einen Schreiber auf ein Koordinatensystem übertragen. Dabei entsprechen in der Amplitude 100 mm 4 kg. Im Augenblick des Zerreißens bleibt der Zeiger der Skala stehen; die Kurve auf dem Schaubild gibt gleichzeitig ihr Maximum an.

b) Der Prüfkörper

Der Prüfkörper besteht aus hartem und weichbleibendem Kunststoff, wobei das weichbleibende Material zwischen zwei harte Basiskunststoffkörper eingelegt wurde. Die Materialien wurden jeweils nach Herstellervorschrift zusammengefügt. Abbildung 6 gibt schematisch Form und Größe der Prüfkörper wieder.

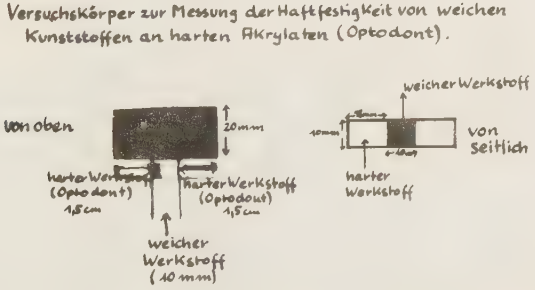


Abb. 6: Versuchskörper zur Messung der Haftfestigkeit von weichen Kunststoffen an harten Akrylaten.

c) Die Technik der Durchführung

Für jeden zu prüfenden Kunststoff wurden je drei Prüfkörper hergestellt, von denen jeder einzeln nacheinander in die

beiden Halter der Zerreißmaschine eingespannt wurde. Die Belastung, bei welcher die Prüfkörper zerrissen, konnte am Schleppzeiger der Skala, sowie auf dem von der Maschine aufgezeichneten Schaublatt abgelesen werden. Für jedes Material wurden drei Versuche durchgeführt und gemittelt. Die Streuung war so gering, daß mit drei Versuchen ein eindeutiger Mittelwert gefunden werden konnte.

Im folgenden finden wir einige Diagramme, welche die ermittelten Werte graphisch darstellen. Dabei gibt die Ordinate die Zugkraft und die Abszisse die Abrißzeit an.

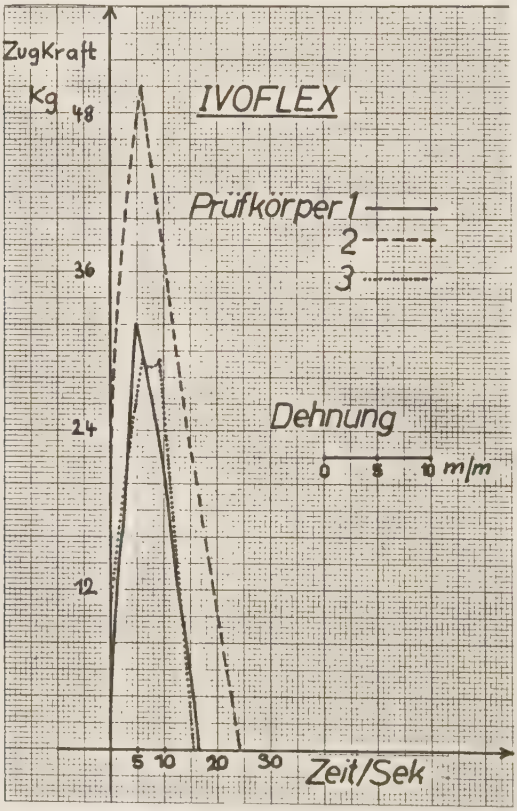


Abb. 7: Abhängigkeit der Zugkraft von der Dehnung in der Zeiteinheit. Prüfstoff: IVOFLEX.

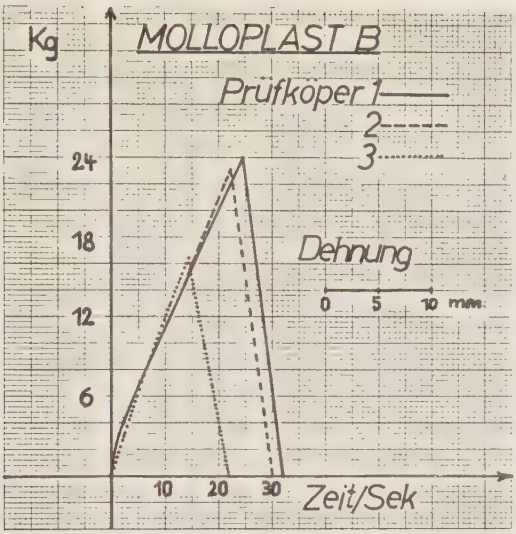


Abb. 8:
Abhängigkeit der Zugkraft von der Dehnung in der Zeiteinheit.
Prüfstoff:
MOLLOPLAST B

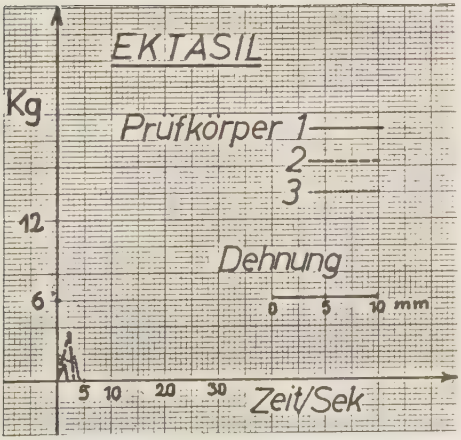


Abb. 9:
Abhängigkeit der Zugkraft von der Dehnung in der Zeiteinheit.
Prüfstoff:
EKTASIL

Zusammenfassung der Ergebnisse:

Material	Haftung kg/cm^2 aus 3 Mittelwerten	Bemerkungen
NEOPLASTUPALAT	7,25	Bruch im Material
PALASIV	23,00	Bruch im Material
CORRECTYL	4,50	Bruch in der Klebung
IVOFLEX	18,50	Bruch in der Klebung
MOLLOSIL	5,80	Bruch in der Klebung
MOLLOPLAST B	11,00	Bruch im Material
STABON	1,70	Bruch in der Klebung
EKTASIL	1,00	Bruch in der Klebung
SILACRYL	8,25	Bruch in der Klebung

Tabelle 9: Haftung verschiedener Materialien am Basiskunststoff der Prothese.

Die Tabelle 9 faßt die Ergebnisse der Messungen zusammen.

Als günstig ist anzusehen, wenn der Riß im Material und nicht an der Klebestelle erfolgt.

Aus der Gruppe der Akrylate sind zwei Kunststoffe, nämlich NEOPLASTUPALAT und PALASIV hohen Anforderungen gewachsen, wobei allerdings das PALASIV bei weitem tauglicher erscheint. Die Silikone erreichen durchweg nur sehr niedrige Werte und reißen alle an der Verbindungsstelle. Eine Ausnahme macht das Silikon MOLLOPLAST B. Es erreicht immerhin einen Zugfestigkeitswert von 11,0 kg/cm^2 und reißt dabei nicht an der Klebung. Das Polyvinylchlorid IVOFLEX erreicht sogar einen Wert von 18,5 kg/cm^2

Um sich ein Bild über die Grenzflächenbeschaffung zwischen dem harten Kunststoff und den verschiedenen weichbleibenden Materialien zu verschaffen, wurden Mikrophotogramme angefertigt.

Auch H. W. HERRMANN (8) hat mikroskopische Studien über die Verbindung des weichbleibenden Kunststoffes mit dem Prothesenbasismaterial angestellt.

Die folgenden Mikroaufnahmen, welche bei 40-facher Vergrößerung durch ein binoculares Aufsichtsmikroskop gemacht worden sind, veranschaulichen die Ergebnisse der Werkstoffprüfung. Die Aufnahmen zeigen jeweils die Übergangsstellen zwischen weichen und harten Kunststoffen. Bei den Akrylaten, Abbildung 10, 11 und 12, und beim Polyvinylchlorid IVOFLEX, Abbildung 13, ist eine gute Anlagerung und ein Ineinanderübergehen der Materialien zu sehen. Bei den Silikonen, Abbildung 14, 15, 16 und 17, sind die Übergangsstellen der Materialien scharf gegeneinander abgegrenzt. Durch Beimischung von Akrylaten stellt sich eine bessere Verfilzung nicht ein, wie aus dem Beispiel SILACRYL, Abbildung 18, hervorgeht.

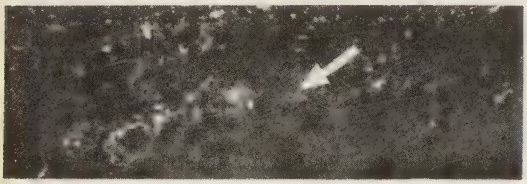


Abb. 10:
Gute Anlagerung von NEOPLASTUPALAT an Optodont bei 40-facher Vergrößerung.

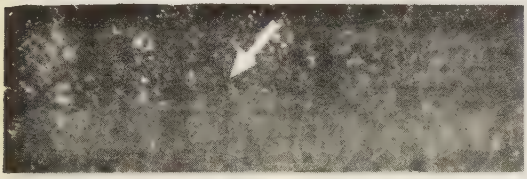


Abb. 11:
Gute Anlagerung von PALASIV an Optodont bei 40-facher Vergrößerung.

Abb. 12:
Weniger gute Anlagerung von CORRECTYL an Optodont. 40-fache Vergrößerung.

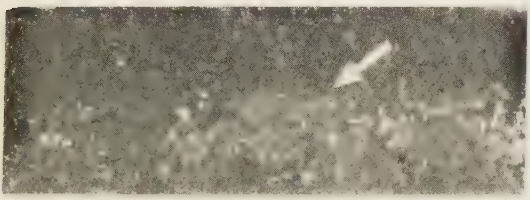


Abb. 13:
Gute Anlagerung zwischen IVOFLEX und Optodont, 40-fache Vergrößerung.

Abb. 14:
Scharf abgegrenzte Trennungslinie zwischen MOLLOSIL und Optodont, 40-fache Vergrößerung.

Abb. 15:
Scharf abgegrenzte Trennungslinie zwischen MOLLOPLAST B und Optodont, 40-fache Vergrößerung.

Abb. 16:
Deutlich scharf abgegrenzte Trennungslinie zwischen STABON und Optodont, 40-fache Vergrößerung.

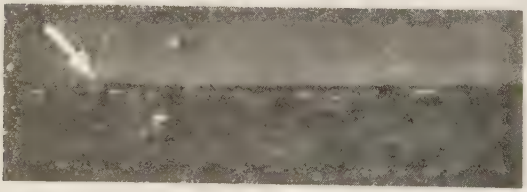


Abb. 17:
Deutliche Trennungslinie zwischen EKTASIL und Optodont, 40-fache Vergrößerung.

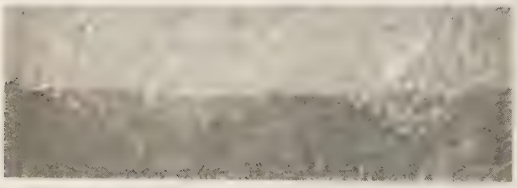


Abb. 18:
Deutliche Trennungslinie zwischen SILACRYL und Optodont, 40-fache Vergrößerung.

d) Die Ergebnisse der mikroskopischen Untersuchung der Verbindungsstelle des weichbleibenden Kunststoffes mit dem Prothesenbasismaterial

Die Materialien PALASIV (Haftung pro cm^2 23,00 kg), MOLLOPLAST B (Haftung pro cm^2 11,00 kg) und NEOPLASTUPALAT (Haftung pro cm^2 7,25 kg) gehen mit dem harten Basismaterial eine feste Verbindung ein. Bei Zerreißproben tritt nämlich ein Bruch nicht an der Verbindungsstelle, sondern im weichbleibenden Material ein. IVOFLEX (Haftung pro cm^2 18,5 kg) hat zwar auch ein sehr starkes Haftvermögen, reißt aber bei stärkerer Belastung ungünstigerweise in der Klebung. CORRECTYL (Haftung pro cm^2 4,5 kg), MOLLOSIL (Haftung pro cm^2 5,8 kg), STABON (Haftung pro cm^2 1,7 kg) und EKTASIL (Haftung pro cm^2 1,0 kg) weisen eine äußerst geringe Haftung am harten Kunststoff auf. Bei SILACRYL kann durch die Verbindung von Acrylat und Silikon eine etwas bessere Haftung (Haftung pro cm^2 8,25 kg), als bei den reinen Silikonen erreicht werden.

C) H A F T U N G A N D E R S C H L E I M H A U T

Wichtig ist die Frage, ob durch weiche Kunststoffe die Haftung der Prothesenbasis an der Schleimhaut gesteigert werden kann. Zur Klärung dieser Frage wurden Messungen mit harten und weichbleibend unterfütterten Gaumenplatten an 10 Probanden durchgeführt.

a) Das Prüfgerät

Als Prüfgerät dient der in Abbildung 19 gezeigte Kontaktor.

Abb. 19:
Kraftmesser "Kontaktor"

Der Kraftmesser "Kontaktor" arbeitet im Prinzip wie eine Federwaage. Das Gerät hat an seiner Oberseite einen Hebeltaster. Bei Belastung dieses Tasters schlägt ein Zeiger, welcher gleichzeitig einen Schleppzeiger mit sich führt, auf der Skala aus.

b) Der Prüfkörper

Es wurden Gaumenplatten aus selbsthärtendem Kunststoff bei insgesamt 10 Patienten angefertigt (Abbildung 20). An der lingualen Seite der Gaumenplatte war eine Schlinge aus einem Kunst-

stoffaden mit selbsthärtendem Kunststoff befestigt.

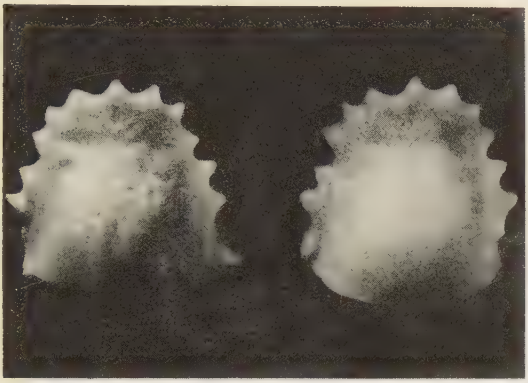


Abb. 20:
Rechts Gaumenplatte aus hartem Kunststoff, links mit weichbleibendem Kunststoff unterfüttert.

c) Die Technik der Durchführung

Die Gaumenplatte wurde im Mund des Patienten mit dem in die Schlaufe eingehängten Hebeltaster vertikal abgezogen. Im Augenblick der Loslösung blieb der Schleppzeiger stehen. Der Stand des Schleppzeigers zeigte damit die maximale Belastung und den maximalen Haftwert in Gramm an.

Zunächst wurde die Haftung der aus hartem Kunststoff hergestellten Platten bei den einzelnen Probanden gemessen. Danach wurden die Gaumenplatten palatinal etwas abgefräst und direkt im Mund mit einem weichbleibenden Kunststoffautopolymerisat unterfüttert. Nach Entfernung des Überschusses an den Rändern konnten die Vergleichsmessungen angestellt werden. In Tabelle 10 auf Seite 34 sind die Ergebnisse zusammengefasst.

Proband	Haftung der harten Gaumenplatte gemessen in Gramm	Mittelwert	Haftung der weichbleibend unterfütterten Gaumenplatte gemessen in Gramm	Mittelwert	Steigerung der Haftung in %
		Material MOLLOSIL			
1	55 45 50	50	60 50 55	55	10 %
2	20 20 20	20	30 25 25	26	ca.30 %
3	50 55 55	53	60 50 55	55	ca. 4 %
4	45 40 50	45	60 55 55	56	ca.25 %
5	30 40 35	35	35 40 40	38	8,6 %
		Material EKTASIL			
6	35 30 30	31	30 35 35	33	6,4 %
7	40 40 40	40	45 45 50	46	15 %
8	25 30 30	28	30 30 30	30	7 %
9	45 50 45	46	40 50 50	46	0 %
10	40 35 35	36	40 40 40	40	ca.10 %

Tabelle 10: Schleimhauthaftung verschiedener Materialien. Vergleich von harten und weichbleibend unterfütterten Gaumenplatten.

f) Ergebnis der Schleimhauthaftung harter und weichbleibend unterfütterter Gaumenplatten.

Aus Tabelle 10, Seite 34, geht hervor, daß bei einigen Probanden eine Steigerung der Haftung an der Mundschleimhaut des harten Gaumens durch weichbleibende Unterfütterung bis zu 30 % erreicht worden ist. Bei der Mehrzahl der Probanden ist jedoch z. T. überhaupt keine oder nur eine geringe Verbesserung des Haltes eingetreten. Beim Vergleich der Gesamtmittelwerte zeigt sich eine Steigerung der Haftung von ca. 10,7 %.

Beim statistischen Vergleich der Mittelwerte nach G. TH.FECHNER ergibt sich eine Fechnersche Kollektivmaßzahl i von + 1, d.h. dies ist der maximale Wert der eine Steigerung bei weichbleibend unterfütterten Gaumenplatten gegenüber den harten Gaumenplatten aufzeigt. Vergleicht man die Größen der Abweichungen von den arithmetischen Durchschnitten, so ergibt sich, daß die im Versuch auftretende Steigerung der Haftkraft insgesamt bei 76,3 % aller Fälle eintreten würde.

Die Steigerung der Haftung der Gaumenplatten an der Mundschleihaut von 10,7 % nach Unterfütterung mit weichbleibendem Kunststoff ist gering. Man kann also nicht von einer beträchtlicher Verbesserung des Haltes der Gaumenplatten sprechen; ausgenommen sind Prothesen, an denen untersichgehende Partien mit weichbleibendem Kunststoff unterfüttert werden können.

D) O B E R F L Ä C H E N V E R H A L T E N

Wichtig erscheint uns auch die Oberflächenbeschaffenheit der verschiedenen Materialien; ist doch die Schleimhautverträglichkeit gegenüber einer Prothese, sowie die Widerstandsfähigkeit der Schleimhaut gegen äußere Einflüsse in erheblichem Maße von einer möglichst glatten Oberfläche abhängig. An einer rauhen Oberfläche kann es leicht zu Läsionen des Epithels kommen, außerdem bietet sie eine günstige Retention für Speisereste.

Es wurde versucht, die Oberflächenglätte auf drei verschiedene Arten zu steigern und zwar einmal durch Isolation des Arbeitsmodelles mit STELLON bzw. mit POLYAETHYLENFOLIE, zum anderen durch Politur der fertigen Oberfläche. Es interessierte, mit welcher der drei Methoden die beste Glättung der Oberfläche erreicht wird.

a) Das Prüfgerät

Für diese Prüfung stand der Oberflächentaster "Profilograph" Typ 5810 (INSTITUT DR. FÖRSTER, Reutlingen, Abb. 21) zur Verfügung. Er besteht aus dem Messkopf (Abb. 22) und dem elektronischen Verstärkerkasten mit eingebautem Direktschreiber.

Abb. 21:
Oberflächentaster "Profilograph" Typ 5810 der Firma INSTITUT DR. Förster, Reutlingen

Abb. 22:
Meßkopf mit rechts unten angebrachter Tasternadel.

Der Meßtaster im Meßkopf (Abbildung 22) führt eine Nadel aus Saphir oder Diamant kraft eines hydraulischen Schubsystems 2 mm weit mit konstanter Geschwindigkeit über die Oberfläche des unterzulegenden Prüfkörpers. Der Auflagedruck beträgt weniger als 0,1 g. Der Nadelspitzenradius beträgt 10°, der Spitzenwinkel 60°.

Bewegungen der Nadel werden auf elektromechanischem Wege einem Schreibsystem mitgeteilt. Das Gerät umfasst bei Vollausschlag folgende Meßbereiche: 0 bis 100 /u, 0 bis 30 /u, 0 bis 10 /u, 0 bis 3 /u, 0 bis 1 /u und 0 bis 0,03 /u. Durch eine Schreibernadel werden die Ausschläge bzw. die Impulse auf ein Schreibband übertragen. Die dadurch aufgezeichnete Kurve macht schaubildlich das gemessene Oberflächenprofil sichtbar.

b) Der Prüfkörper

Die hierzu verwendeten Prüfkörper sind die gleichen, wie sie bereits auf Seite 9 beschrieben wurden. Nur die Oberflächenbehandlung wurde jeweils abgewandelt:

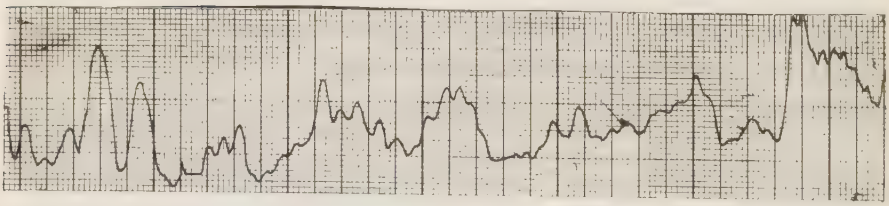
1. Isolation des Arbeitsmodelles mit Alginatlösung (STELLON),
2. Isolation des Arbeitsmodelles mit POLYAETHYLENFOLIE,
3. Politur der fertigen Oberfläche mit Bimsstein und Schlämmkreide.

c) Technik der Durchführung
Messung des Oberflächenprofils

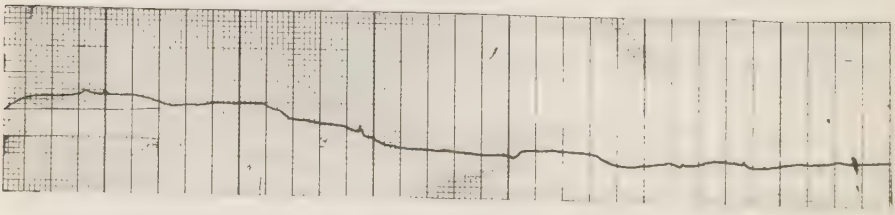
Bei der Messung des Oberflächenprofils der verschiedenen Materialien konnte bei allen Kunststoffen, außer CORRECTYL, der Meßbereich mit einem Gesamtausschlag von 0 bis 10 µ zu Grunde gelegt werden. Dabei findet eine 3000-fache Vertikalvergrößerung statt. 10 mm Schreibbandbreite entsprechen dabei einer Rauhtiefe von 3,3 µ. Bei CORRECTYL mußte wegen seiner großen Rauhigkeit zu einem Meßbereich mit einem Gesamtausschlag von 0 bis 100 µ gegriffen werden. Hierbei entsprechen 10 mm Schreibbandbreite einer Rauhtiefe von 33,3 µ.

Die folgenden drei Schaubilder zeigen je eine charakteristische Oberflächenprofilkurve des Kunststoffes PALASIV nach verschiedener Oberflächenbehandlung.

PALASIV

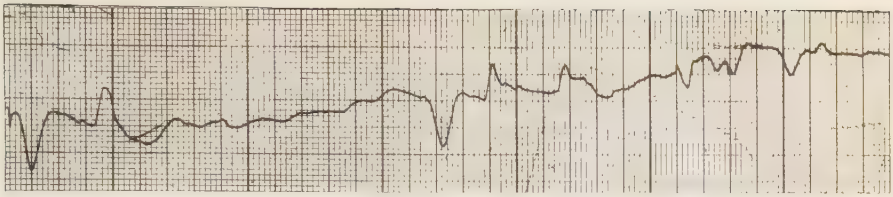


PALASIV Isolation: STELLON



Nach Politur mit Bimsstein und Schlämmkreide

PALASIV



Isolation: POLYÄTHYLENFOLIE

Abb. 23:
Oberflächenverhalten von PALASIV

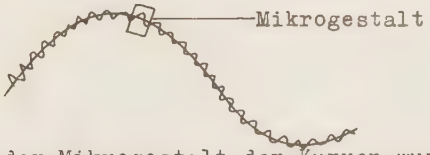
a) Bei Isolation des Arbeitsmodelles mit Alginatlösung (STELLON)

b) Nach mechanischer Politur mit Bimsstein und Schlämmkreide

c) Bei Isolation des Arbeitsmodelles mit POLYAETHYLEN-FOLIE.

Meßbereich 0 bis 10 µ = 3000-fache Vertikalvergrößerung
Papiervorschub: 20 mm /sec. = 40-fache Horizontalvergrößerung.

Bei der Auswertung der Oberflächenprofilkurven ist eine Makro- und Mikrogestalt zu unterscheiden. Die Bestimmung der mittleren Rauhtiefe ist nicht möglich, da es sich nicht um periodische Kurven handelt.



Zur Bewertung der Mikrogestalt der Kurven wurde jeweils die Differenz zwischen dem größten und dem kleinsten Ausschlag angegeben. Diese Rauhtiefe wurde graphisch bestimmt und in µ umgerechnet. (Parallele vom tiefsten Ausschlagspunkt zum höchsten Ausschlagspunkt. Abstand zwischen beiden Parallelen = Rauhtiefe in mm.)

Dabei entsprachen Werte von

0 - 1,0	µ	= besonders glatt
1,0 - 4,0	µ	= glatt
4,0 - 10,0	µ	= schwach rauh
10,0 - 20,0	µ	= rauh
20,0 - 100	µ	= sehr rauh

Die Ergebnisse sind in Tabelle 12 zusammengefaßt.

g) Die Ergebnisse unserer Messungen des Oberflächenverhaltens

Wie die Tabelle 12 zeigt, ist bei den Akrylaten NEOPLATUPALAT und PALASIV, sowie beim Polyvinylchlorid IVOFLEX durch Politur Glätte zu erreichen, welche weder durch Isolation mit STELLON noch mit POLYAETHYLENFOLIE zu übertreffen ist. Die Silikone und SILACRYL sind in ihrer Oberflächenbeschaffenheit weder durch Isolation noch mittels Politur zu verbessern. Das Akrylat CORRECTYL läßt sich zwar mechanisch polieren, weist aber auch danach noch eine sehr rauhe Oberflächenbeschaffenheit auf.

Oberflächenverhalten der verschiedenen Materialien

Material	d) Isolation mit STELLON		e) Isolation mit POLY-AETHYLENFOLIE		f) nach Politur mit Bimsstein und Schlämmkreide	
	Mikrogestalt*		Mikrogestalt*		Mikrogestalt*	
NEOPLASTUPA-LAT	0,6 - 12,2	rauh	0,3 - 3,6	glatt	0,3 - 2,6	glatt
PALASIV	0,6 - 12,2	rauh	0,3 - 4,8	schwach rauh	0,3 - 1,9	glatt
CORRECTYL	33,3 -999,9	sehr rauh	99,9 -1431,9	sehr rauh	3,3 - 30,0	sehr rauh
IVOFLEX	0,3 - 4,8	schwach rauh	0,6 - 8,7	schwach rauh	0,0 - 1,8	glatt
MOLLOPLAST B	0,6 - 12,8	rauh	0,1 - 4,8	schwach rauh	0,3 - 5,3	schwach rauh
STABON	0,3 - 7,9	schwach rauh	0,3 - 15,6	rauh	0,3 - 7,7	schwach rauh
EKTASIL	0,3 - 12,4	rauh	0,3 - 7,8	schwach rauh	0,3 - 5,0	schwach rauh
SILACRYL	0,3 - 6,9	schwach rauh	0,3 - 8,2	schwach rauh	0,3 - 6,6	schwach rauh
MOLLOSIL	0,3 - 8,2	schwach rauh	0,3 - 3,9	glatt	0,3 - 6,7	schwach rauh

Tabelle 12: Oberflächenverhalten verschiedener weichbleibender Kunststoffe nach unterschiedlicher Vorbehandlung. Isolation mit STELLON, Isolation mit POLYAETHYLENFOLIE, mechanische Politur mit Bimsstein und Schlämmkreide.

*) Rauhtiefe zwischen größtem und kleinstem Ausschlag in µ.

E) V E R H A L T E N B E I D A U E R W A L K U N G

Außer den Prüfmethoden, die uns aus der Literatur bekannt waren, haben wir noch eine andere Methode angewendet, die unseres Wissens bisher an weichbleibenden Kunststoffen noch nicht versucht wurde. Es handelt sich um die Dauerwalkung. Gerade diese sehr starke Beanspruchung schien uns den Belastungen, die eine Prothese im Mund auszuhalten hat, sehr ähnlich zu sein, wenn auch die Intensität der maschinellen Beanspruchung über diejenige bei normaler Kautätigkeit zum Teil weit hinausgehen dürfte.

a) Das Prüfgerät

Das hierzu verwendete Prüfgerät ist eine Gummi-Ermüdungsmaschine, Modell H 60 der Feuerlandwerkstätten ERNST BEILHACK in Geroldshausen (Abbildung 24).

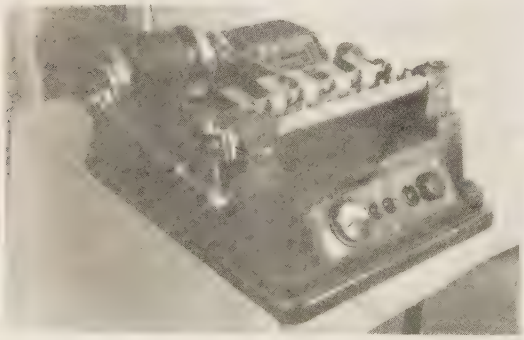


Abb. 24:
Gummi-Ermüdungsmaschine

Der Elektromotor dieser Maschine treibt zwei Exzenter an. Der eine Exzenter überträgt mittels einer Pleuelstange eine Ziehbewegung auf eine Schiene und bewegt diese in horizontaler Richtung vor und zurück. Vom anderen Exzenter aus wird in gleicher Weise eine zweite parallele Schiene in axiale Drehbewegungen versetzt. Die Einstellung der Maschine ist an den Exzentern jeweils regulierbar. Sie beträgt maximal für die Zugbewegung 40 mm, für die Drehbewegung 25°. Die Anzahl der ausgeführ-

ten Bewegungen ist von dem an der Maschine angebrachten Zählwerk abzulesen. In einer Minute sind es 220 Bewegungen.

b) Der Prüfkörper

Die Prüfkörper wurden in Anlehnung an den Vorschlag H. RITZE nach DIN 50125 hergestellt. Die Abmessungen sind aus Abbildung 25 ersichtlich. Die Dicke beträgt dabei 1,8 mm.

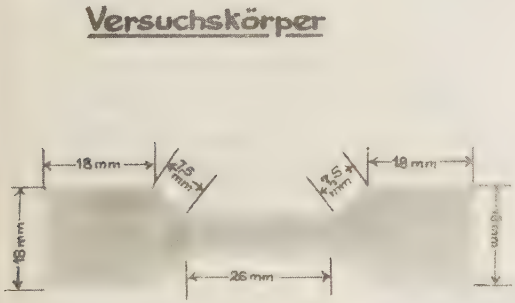


Abb. 25:
Form und Maße der Versuchskörper für die Dauerwalkung

Zur Prüfkörperherstellung bediente man sich der Messinghohlformen, welche auch H. MENNINGER in seiner Dissertation: "Über die Dauerbiegefestigkeit harter Kunststoffe" verwendet. Diese Messinghohlformen haben folgende Maße:

Stärke 1,8 mm
Länge 150 mm
Breite 110 mm.

Aus einer Messingplatte sind jeweils fünf Hohlformen herausgefräst, die in Abmessung und Form den Prüfkörpern entsprechen. Die Ränder der Hohlformen sind mit 60° angesenkt, um das Herauslösen der Prüfkörper zu erleichtern. Zu jeder Platte mit Hohlform gehören eine Deck- und eine Bodenplatte in gleicher Größe. Eine Stiftverbindung verhindert das Verschieben der Platten. Im übrigen wird auf Abbildung 26 verwiesen.

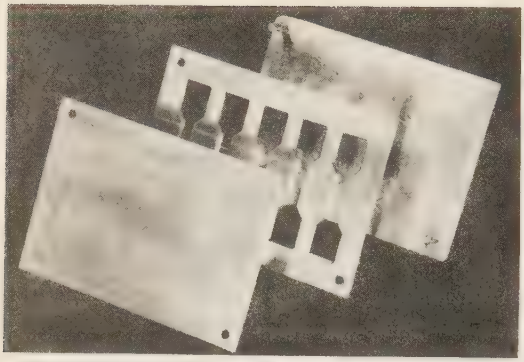


Abb. 26:
Metallform zur Herstellung der Prüfkörper

Boden- und Deckenplatten werden durch eine dünne elastische POLYAETHYLENFOLIE isoliert. Die ausgefräste Platte wird auf die Bodenplatte gelegt. Nach Ausfüllung der Hohlräume mit dem zu prüfenden Kunststoff und Abdeckung mit der Deckplatte wird die ganze Vorrichtung in die auf Abbildung 27 gezeigte Presse gebracht. Unter dem Druck der Presse beginnt sodann die Polymerisation.

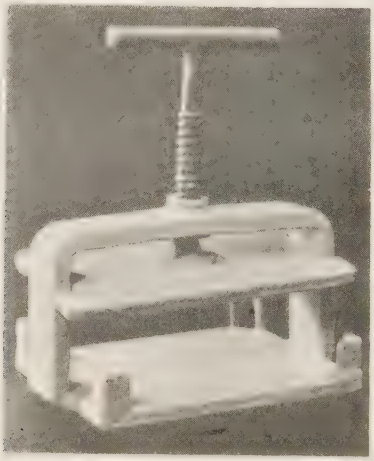


Abb. 27:
Zu den Messingplatten passende Presse.

c) Die Technik der Durchführung

Die Prüfkörper werden zwischen die beiden Schienen des auf Seite 42 beschriebenen Prüfgerätes eingespannt. Bei unserem Versuch stellte es sich heraus, daß die bloße Walkung die Prüfkörper nicht zu zer-

stören vermag. Es mußte deswegen zu einer Kombination zwischen Zug- und Drehbewegung gegriffen werden. Dabei wurden, der Bruchfestigkeit der Materialien entsprechend, zwei Einstellungen gewählt. Die stärkere Beanspruchung (zweite Einstellung) wurde bei NEOPLASTUPALAT, SILACRYL, MOLLOPLAST B, MOLLOSIL, STABON und EKTASIL angewandt, da diese Materialien bei der schwächeren Beanspruchung (erste Einstellung) innerhalb von 100.000 Lastwechsel nicht zu Bruch kamen.

d) Versuchsreihe

1. Einstellung: Winkel 25°, Zug 20 mm
Dabei wurden die Prüfkörper bei jeder Bewegung zusätzlich neben der Beanspruchung auf Walkung um 20 mm gedehnt.

2. Einstellung: Winkel 25°, Zug 40 mm
Dabei wurden die Prüfkörper bei jeder Bewegung zusätzlich neben der Beanspruchung auf Walkung um 40 mm gedehnt.

Wir haben jeweils 10 Prüfkörper aus demselben Material gleichzeitig eingespannt. Dann wurde die Maschine in Gang gesetzt. Sobald ein Prüfkörper brach, stellten wir die Maschine ab und registrierten die Zahl der bis dahin ausgeführten Bewegungen. Dann wurde die Maschine wieder angestellt und lief weiter, bis der nächste Prüfkörper brach. Die Zählung wurde fortgesetzt. Somit bedeutet eine hohe Zahl in unserer folgenden Tabelle 13, daß der Prüfkörper sehr widerstandsfähig gegen Dauerwalkung war (manche Körper haben hunderttausend und mehr Walkbewegungen ausgehalten), während zum Beispiel die Zahl 1 besagt, daß der Prüfkörper bei der ersten Bewegung der Maschine zerbrach.

Bei der Materialprüfung von jeweils 10 Prüfkörpern der verschiedenen Materialien ergaben sich die auf der Tabelle 13 ersichtlichen Werte.

Beim Betrachten der Tabelle 13 überraschen die sehr starken Schwankungen nicht nur in der Widerstandsfähigkeit der verschiedenen Materialien untereinander, sondern vor allem die unterschiedlichen Werte, die sich bei der Prüfung jeweils ein und desselben Materials ergaben. Wir konnten uns dieses Phänomen nicht erklären und zogen zunächst den "Fehler der kleinen Zahl" in Erwägung. Deshalb verdoppelten wir die Zahl der Prüfkörper bei einem Material, ohne jedoch dadurch eine wesentliche Verringerung der Schwankungen und damit der Fehlerbreite zu erreichen. Bei der großen Sorgfalt, die wir auf die Herstellung der Prüfkörper und ihre Einfügung in die Maschine anwandten, können wir uns kaum vorstellen, daß die Fehlerquelle in dieser Richtung zu suchen wäre. Ob die Schwankungen in einer Inhomogenität des Materials selbst oder in anderen noch unbekannten Faktoren ihre Ursache haben, müßten weitere Untersuchungen klären.

f) Die Ergebnisse der Belastbarkeit bei Dauerwalkung

Aus den Prüfungen über die Dauerwalkung geht statistisch gesichert hervor, daß NEOPLASTUPALAT mit einer durchschnittlichen Lastwechselanzahl von 81.834 bei einer Einstellung am Walkgerät von 25° und 40 mm, der Beanspruchung am längsten standhält. Mit EKTASIL lassen sich bei einem Wert von ca. 62.000 bei derselben Einstellung ebenfalls günstige Ergebnisse erzielen. Es fällt auf, daß die beiden Akrylate PALASIV und CORRECTYL, sowie das Polyvinylchlorid IVOFLEX bei einer niedrigeren Beanspruchung (Einstellung am Walkgerät 25°, 20 mm) nur geringe Lastwechsel (680, 41, 379) erreichen. Die Silikone (MOLLOSIL 17.288, MOLLOPLAST B 2.563, STABON 43.761, jeweils bei zweiter Einstellung) erbringen im Durchschnitt gesehen günstigere Ergebnisse. SILACRYL (zweite Einstellung) liefert mit 15.000 einen schwachen Durchschnittswert.

	1. Einstellung			2. Einstellung am Walkgerät						
	25°20mm	25°20mm	25°20mm	25°40mm	25°40mm	25°40mm	25°40mm	25°40mm	25°40mm	
Material:	PALASIV	IVOFLEX	CORREC-TYL	NEOPLA-STUPA-LAT	SIL-ACRYL	MOLLO-PLAST B	MOLLO-SIL	STABON	EKTASIL	Ertragene Lastwechsel
1. Prüfkörper	533	613	34	17 480	36 570	815	16	6 245	115 786	
2. Prüfkörper	193	312	38	10 048	7 365	435	29 596	100 309	20 503	
3. Prüfkörper	473	282	25	85 723	1	2 986	1 610	43 918	10	
4. Prüfkörper	892	397	10	42 486	165	15 914	23 698	24 551	5 716	
5. Prüfkörper	1 758	371	26	119 548	57	9 064	98 984	10 578	78 267	
6. Prüfkörper	285	432	9	11 173	10	5 052	162	287 692	13 313	
7. Prüfkörper	1 433	364	128	210 307	60 033	17 031	3 947	1 689	226 111	
8. Prüfkörper	190	340	5	247 108	45 115	1 214	160	51 423	62 438	
9. Prüfkörper	285	310	94	14 691	105	805	14 411	5 110	7 309	
10. Prüfkörper	767	370	43	56 180	3 594	318	296	6 103	98 908	
Mittelwert:	680	379	41	81 834	15 301	2 563	17 288	43 761	62 836	
statistische Streuung *:	± 171	± 30	± 12	±20 100	± 7 250	± 2 280	± 9 700	± 15000	±19 900	

Tabelle 13: Verhalten verschiedener weichbleibender Kunststoffe bei Dauerwalkung.
(Lastwechsel bis zum Bruch)

*) Mittleres Abweichungsquadrat

F) BERICHT ÜBER DIE KLINISCHE NACHUNTERSUCHUNG VON 30 PATIENTEN, DIE VOR LÄNGERER ZEIT MIT WEICHBLEIBEND UNTERFÜTTERTEN PROTHESEN VERSORGT WORDEN WAREN (vorläufige Mitteilung).

Insgesamt standen 30 Patienten zur Verfügung, deren Prothesen vor etwa 1 ½ bis 2 ½ Jahren weichbleibend unterfüttert worden waren. Bei der Nachuntersuchung stellte sich heraus, daß die Hälfte dieser Prothesen inzwischen wieder hart unterfüttert worden waren. Bei ihnen hatte sich die weichbleibende Unterfütterung nicht bewährt, das Material war während der Tragezeit spröde, rissig oder hart geworden oder hatte sich von der Basis abgelöst. Bei den mittlerweile wieder hart unterfütterten Prothesen waren einstmals folgende Materialien zur weichbleibenden Unterfütterung verwendet worden: SILACRYL, WE 49 und PLASTUPALAT je dreimal, WE 50 und IVOFLEX je zweimal, PRODENTIL und BIOFAST je einmal. Die Nachuntersuchungen und die Beobachtungen mußten sich daher auf 15 Patienten beschränken.

Die Untersuchungen

Die Bestimmung der Shorehärte wurde bereits beschrieben (Seite 10). Um Vergleichsmöglichkeiten mit den auf Seite 8 beschriebenen Prüfkörpern zu bekommen, wurde mittels einer angerußten Stecknadel die Dicke des Unterfütterungsmaterials festgestellt. Oberflächenbeschaffenheit und Verfärbung konnten jeweils nur mit dem Auge untersucht werden. Die Tabelle 14 zeigt eine Zusammenstellung der Ergebnisse.

Material	Patient	Tragezeit Monat	Art der Prothese	Schichtdicke, Härte mm/Shore	Haftung am Basiskunststoff d.Prothese	Haftung an der Schleimhaut	Oberflächenverhalten	Schleimhautreizungen	Beeinträchtigung von Geruch und Geschmack	Druckstellen
NEOPLASTUPALAT	1 1	16	part.UK	1,0/55 2,0/55 4,0/52	gut	m.Klammern befestigt	sauber und glatt, keine Verfärbung	keine	keine	keine
PALASIV	1 2	3	UK-total	2,5/44 3,0/40 3,5/37	sehr gut	Prothese saugt	sauber, glatt, homogen, z.T.bräunlichgelbe Verfärbung	keine	keine	keine
"	2 3	7	UK-total	2,0/54 2,5/48 5,0/32	An 1 Randstelle erbsgr.Ablösg. sonst gut	mäßig	sauber, glatt, homogen, keine Verfärbung	keine	ca.16 Wochen lang Geruchsentwicklung, trockener Mund	Anfangs mehrmals Druckstellen am Prothesenrand buccal
"	3 4	22	UK-total	1,0/56 1,5/58 2,0/43	gut	gut	sauber, glatt, homogen, keine Verfärbung	keine	keine	anfangs Druckstellen am Rand
IVOFLEX	1 5	9	UK-total	2,5/92 4,0/86 5,0,95	gut	gut	schmieriger Belag, große breite Risse z.T.dunkelbraun verf.	keine	14 Tage Geruchsentwicklung	keine
"	2 6	3	UK-total	1,0/75 2,0/75 3,0/63	gut	mäßig	relativ sauber u. glatt, kleinere Risse z.T.gelblich verf.	keine	keine	keine
CORRECTYL	1 7	8	OK-total	0,5/90 1,0/92 1,0/90	gut	schlecht	etwas porös, rauh keine Verfärbung	ja	2 Tage lang nach der Unterfütterung Geruchsentwicklung	keine
"	2 8	8	OK-total	0,5/87 1,0/85 2,0/84	gut	gut	z.T. porös z.T. dunkelbraune Verfärbung	keine	5 Tage nach der Unterfütterung starke Geruchsentwicklung	keine
"	3 9	10	part.UK	0,5/80 1,0/81 2,0/75	gut	m. Klammern befestigt	z.T. stark porös,rauh keine Verfärbung	keine	keine	keine
"	4 10	7	UK-total	2,0/85 3,0/84 3,5/81	gut	mäßig	rauh, porös z.T. bräunliche Verfärbung	keine	keine	Anfangs leichte Druckstellen am Rand
"	5 11	12	Obturator	1,0/94 5,0/65 9,0/63	gut	m. Klammern befestigt	porös bräunliche Verfärbung	keine	keine	keine
"	6 12	10	UK-total	1,0/91 2,5/88 3,0/75	gut	gut	rauh, z.T. sehr porös keine Verfärbung	ja	während d.Unterfütterung u.bis 14 Tage danach heftg.Ger.Entw	Anfangs leichte Druckstellen
SILACRYL	1 13	11	UK-total	2,5/88 3,0/79 4,0/75	schlecht,z.T. Ablösgn.am Rande	Prothese saugt	glatt, gelbliche Verfärbung	keine	Geschmack sämtl.Speisen seit Unterfütterung abnormal veränd.	keine
"	2 14	21	UK-total	1,0/75 1,4/74 2,0/70	schlecht, löst sich z.T. ab	mäßig	glatt, sauber, homogen, keine Verfärbung	keine	keine	Angeblich ständig Druckstellen am Rand
MOLLOSIL	1 15	3	part. OK	1,0/70 1,0/68 2,0/60	gut	m. Klammern befestigt	glatt, sauber, homogen, keine Verfärbung	keine	während der Unterfütterung Geschmack nach Formalin	keine

Tabelle 14: Ergebnisse über die Nachuntersuchung von 15 Patienten, welche vor längerer Zeit mit weichbleibend unterfütterten Prothesen versorgt wurden.

Obwohl nur insgesamt 15 Patienten nachuntersucht werden konnten, erlauben die Ergebnisse eine Aussage.

Die Abhängigkeit der Shorehärte von der Schichtdicke konnte auch bei den mit weichbleibenden Materialien unterfütterten Prothesen bestätigt werden. Bei allen prothetischen Arbeiten und Materialien nimmt mit der stärker werdenden Unterfütterungsschicht die Shorehärte ab. Besonders augenfällig ist dies bei Patient 11, der eine Obturator-Prothese über ein Jahr trug. Die dünnen Unterfütterungsstellen (1 mm) waren vollständig erhärtet. Die CORRECTYL-Schichten über 5 mm zeigen dagegen noch sehr gute Elastizität. Besonders bemerkenswert ist die starke Zunahme der Shorehärte bei den im Munde getragenen Prothesen, sie ist größer als man nach den Experimenten in Wasser und Luft (Tabelle 1 und 2) hätte erwarten müssen. Die die Elastizität herabsetzenden Einflüsse in der Mundhöhle (Speichel, Belastung während des Kauaktes) sind demnach stärker als die, welche in Experimenten nachgeahmt wurden.
Die Haftung des weichbleibenden Materials am Basiskunststoff der Prothesen war gut. Nur einmal bei PALASIV und zweimal bei SILACRYL, hat sich das Material teilweise abgelöst. Hinsichtlich des Oberflächenverhaltens der verschiedenen Materialien fiel vor allem bei CORRECTYL die ungewöhnliche Porösität und Verfärbung auf. Auch bei PALASIV und bei SILACRYL wurden in je einem Fall Materialverfärbungen festgestellt. Bei IVOFLEX wurden einmal eine bräunliche Verfärbung und zweimal Risse im Material gefunden.
Schleimhautreizungen wurden bei einem Patienten mit MOLLOSIL während der direkten Unterfütterung im Munde gespürt. Das gleiche beobachteten zwei andere Patienten, die mit CORRECTYL unterfütterte Prothesen trugen.
Geruchsentwicklungen traten bei PALASIV, IVOFLEX und CORRECTYL jeweils nur kurze Zeit nach der Eingliederung der Prothesen auf (längste Zeit bei PALASIV 16 Wochen).
Die Nachgiebigkeit des weichbleibenden Materials wurde von allen Patienten als angenehm empfunden. Druckstellen lassen sich jedoch auch bei Unterfütterung mit weichbleibenden Materialien nicht vermeiden. Regelmäßig wurden sie am Rande der Prothese beobachtet, jedoch sehr selten auf dem Alveolarkamm selbst.

IV. ZUSAMMENFASSUNG

In dieser vorliegenden Arbeit wurden 9 verschiedene weichbleibende Kunststoffe untersucht auf:

A) Härte nach Shore

Die Messungen der Shorehärte ergaben, daß die einzelnen Materialien in ihrer Shorehärte bei konstanter Dicke von 2 mm verschieden sind.

Bei einer Schichtdicke von 0,5 bis 3 mm sank die Shorehärte jeweils stark ab. Ab 3 mm Dicke veränderten sich die Shorehärten nur noch unbedeutend.

Die Akrylate NEOPLASTUPALAT, PALASIV, CORRECTYL und das Polyvinylchlorid IVOFLEX werden bei Lagerung in Wasser von 37°C weicher als bei Lagerung in Luft von 20°C.

Sie Silikone MOLLOSIL, MOLLOPLAST B, STABON, EKTASIL und das Mischpolymerisat SILACRYL verhalten sich bei Lagerung in Wasser von 37°C gleich wie bei Lagerung in Luft von 20°C.

B) Haftung am Basiskunststoff der Prothese

Mit Hilfe von Zerreißproben und mikroskopischen Untersuchungen konnte festgestellt werden, daß die Materialien NEOPLASTUPALAT, PALASIV und MOLLOPLAST B mit dem harten Basismaterial eine feste Verbindung eingehen. Die Verbindung der übrigen Materialien beruht auf Adhäsion und ist deshalb in den meisten Fällen unzureichend.

C) Haftung an der Schleimhaut

Nach Unterfütterung von harten Gaumenplatten mit weichbleibendem Kunststoff ist nur eine geringe Steigerung der Haftung der Gaumenplatten an der Mundschleimhaut eingetreten. Sie betrug im Mittelwert 10,7 %.

D) Oberflächenverhalten

Die Oberflache von NEOPLASTUPALAT, PALASIV und IVOFLEX konnte durch Politur mit Bimsstein und Schlämmkreide geglättet werden. Die übrigen Materialien waren in ihrer Ober-

flächenbeschaffenheit weder durch Politur noch durch Isolation mit STELLON oder POLYAETHYLENFOLIE zu verbessern.

E) Dauerwalkung

Der Beanspruchung der Dauerwalkung hält am längsten das Acrylat NEOPLASTUPALAT stand. Auch die Silikone EKTASIL, STABON und MOLLOSIL erbringen günstige Werte. Die Akrylate PALASIV und CORRECTYL, sowie das Polyvinylchlorid IVOFLEX kommen durch Walkung schnell zum Bruch.

Außerdem enthält die Arbeit einen Bericht über die Nachuntersuchung von 30 Patienten, die vor längerer Zeit mit weichbleibend unterfütterten Prothesen versorgt worden waren (vorläufige Mitteilung).

Den Anforderungen, die an einen weichbleibenden Kunststoff zur Unterfütterung zu stellen sind, kommt der Kunststoff NEOPLASTUPALAT nahe.
Dieses Material behält weitgehend seine Elastizität, haftet gut an der Basis, läßt sich polieren und verfärbt sich nicht.

Mit PALASIV lassen sich die gleichen günstigen Ergebnisse erzielen wie mit NEOPLASTUPALAT, von welchem es sich eigentlich nur dadurch unterscheidet, daß Weichheit und Dauerwalkfähigkeit etwas geringer sind.

Trotz der relativ schnell zunehmenden Härte besitzt das CORRECTYL eine ausreichende Haftung an der Basis. Die Porösität des Materials ist auch durch Politur nicht vollständig zu beseitigen.

IVOFLEX erfüllt die Ansprüche in Bezug auf Haftung an der Basis und Polierfähigkeit. Die ursprüngliche Weichheit dieses Materials würde an sich ausreichen; sie läßt aber im Laufe der Zeit deutlich nach.

Die Silikone MOLLOSIL, MOLLOPLAST B, STABON und EKTASIL zeigen in weitem Maße übereinstimmende Eigenschaften. Infolge ihrer permanenten Elastizität genügen sie relativ hoher Zug- und Dauerwalkbeanspruchung. Hingegen lassen die geringe Haftfähigkeit und mangelnde Polierbarkeit die Silikone nur für bestimmte Zwecke geeignet erscheinen, wie z. B. für die Unterfütterung von Immediatprothesen. Lediglich das MOLLOPLAST B hat eine bessere Haftfähigkeit.

Die Kombination von Silikon mit Akrylat-Monomer, das SILACRYL bringt keine Vorteile. Zwar wird die Haftfähigkeit gegenüber den Silikonen verbessert, jedoch kann keine für längere Zeitdauer ausreichende Haftung erreicht werden. Das kaum polierbare Material verfärbt sich in kurzer Zeit sehr stark.

Es mußte festgestellt werden, daß keines der untersuchten Materialien die wichtigsten Forderungen, die man an einen weichbleibenden Prothesenkunststoff stellt - nämlich ausreichende und dauerhafte Elastizität und Rückstellvermögen, gute Verbindung mit dem Prothesenmaterial, Gewebsfreundlichkeit, Mundbeständigkeit und Oberflächenglätte - alle erfüllt, wenn die unterfütterten Prothesen längere Zeit im Munde getragen werden. Auch bei Unterfütterungen mit weichbleibendem Kunststoff treten Druckstellen auf. Besonders nachteilig ist jedoch die geringe Haltbarkeit der untersuchten Materialien. Obgleich die nachuntersuchten Patienten ihre Prothesen nur zwischen 3 und 21 Monaten getragen hatten, waren bei allen mehr oder weniger starke Veränderungen festzustellen, die umso größer waren, je länger die Prothesen getragen worden waren. Bei der Hälfte der nachuntersuchten Patienten war in der Zwischenzeit das weichbleibende Material entfernt und durch festes ersetzt worden. Damit hat sich gezeigt, daß die uns bisher zur Verfügung stehenden weichbleibenden Prothesenkunststoffe nicht zur großzügigen Verwendung in der zahnärztlichen Praxis geeignet sind.

Ihre Anwendung sollte auf wenige Fälle beschränkt werden, die durch andere prothetische Maßnahmen nicht zufriedenstellend versorgt werden können. Bei diesen Ausnahmefällen kann es sich um Patienten handeln, deren Kiefer nur eine dünne oder ungleichmäßig dicke Weichteildecke von geringer oder stellenweise unterschiedlicher Resilienz besitzt. An eine Unterfütterung ist auch bei Patienten zu denken, deren Alveolarkamm scharfkantig ausläuft, die Exostosen oder untersichgehende Partien aufweisen und bei denen eine chirurgische Korrektur nicht möglich ist. Gute Dienste leistet weichbleibendes Material - besonders selbstpolymerisierendes - für die Unterfütterung von Immediat- und Defektprothesen. In diesen wenigen Fällen kann dem Patienten durch eine sorgfältige Unterfütterung mit weichbleibendem Material geholfen werden. Der Patient muß jedoch ausdrücklich auf die geringe Mundbeständigkeit des Materials aufmerksam gemacht werden. Sorgfältige Pflege, regelmäßige Kontrolle und gegebenenfalls Wiederholung der Unterfütterung sind notwendig.

A n h a n g

An dieser Stelle möchte ich es nicht versäumen, Herrn Professor Dr. Dr. Fröhlich für die Überlassung des Themas, sowie Herrn Dr. Körber für die vielen Anregungen und Ratschläge herzlich zu danken.

Weiterer Dank gebührt auch allen Firmen, welche mir kostenlos Material und Prüfgeräte für meine Versuche zur Verfügung gestellt haben.

Schrifttum:

1. Akiyama, T. — Die Anwendung weichbleibender (elastischer) Kunststoffe in der Zahnheilkunde. Zahnärztl. Welt 10, 7, (1955)

2. Banger, E. — Über einige Verwendungsmöglichkeiten weichbleibender Kunststoffe in der zahnärztlichen Prothetik. Zahnärztl. Welt 7, 15 (1952)

3. Falck, K. - Weickard, P. — Werkstoffkunde für Zahnärzte.

4. Fröhlich, E. — Gewebsveränderungen als Folge schleimhautgetragener Prothesen. Dtsch. zahnärztl. Zschr. 1, 2 (1952)

5. Häupl, K. — Über Gewebsveränderungen und die ihnen zugrundeliegenden Vorgänge, welche von partiellen Prothesen an Kieferkamm, Zahn und Zahnstützgewebe veranlaßt werden. Deutsche Zahn-, Mund- u. Kieferheilkunde 10, 6 (1943)

6. Heintz, U. — Die Anwendung weichbleibender Kunststoffe in der zahnärztlichen Prothetik. Dtsch. zahnärztl. Zschr. 9, 5 (1953)

7. Helm, K. — Zum Chemismus der in der Zahnheilkunde verwandten weichbleibenden Werkstoffe. Fa. BAYER, Leverkusen, Dentallabor.

8. Herrmann, H. W. — Neue zahnärztliche Prothesenwerkstoffe. Österr. Zschr. für Stomatologie 54, 2.

9. Herrmann, H. W. — Werkstoffliche Untersuchung an weichbleibenden Kunststoffen. Das Dtsche. Zahnärztebl. 13, 9 (1959)

10. Janke, G. — Antworten zu: Was halten Sie von weichbleibender Unterfütterung? Zahnärztl. Welt 9, 5 (1954)

11. Jantzen, J. — Antworten zu: Was halten Sie von weichbleibender Unterfütterung? Zahnärztl. Welt, 9, 5 (1954)

12. Jung, F. — Zur elastischen Lagerung der gingival getragenen Prothese mit weichbleibenden Werkstoffen. Zahnärztl. Welt 9, 5 (1954)

13. Kaletka, G. Weichbleibender Kunststoff in der zahnärztlichen Prothetik. Zahnärztl. Welt 10, 11 (1952)

14. Kaletka, G. Stabilität (Neu). Zahnärztl. Welt 10, 7 (1955)

15. Kuck, M. Die Adhäsionsprothese im Unterkiefer Zahnärztl. Welt 6, 16 (1951)

16. Kuck, M. Die Adhäsionsbasis aus weichbleibendem Material bei der totalen Unterkieferprothese. Dtsch. zahnärztl. Zschr. 11, 15 (1952)

17. Kuck, M. Die physiologische Prothese im zahnlosen Unterkiefer. Dtsch. zahnärztliche Zschr. 9, 23 (1954)

18. Kuck, M. Ein Beitrag zur Lösung physiologischer Fragestellungen in der Prothetik mittels weichbleibender Werkstoffe. Zahnärztl. Welt 9, 5 (1954)

19. Kuck, M. Die Verwendung elastischer Werkstoffe bei partiellen Unterkieferprothesen. Dtsch. zahnärztl. Zschr. 11, 15 (1956)

20. Körber, E. Diskussionsbeitrag zu Adhäsion oder Luftdruck. Dtsch. zahnärztl. Zschr. 11, 14 (1956)

21. Rehm, H. Weichbleibende Kunststoffe in der Zahnheilkunde. Dtsch. zahnärztl. Zschr. 10, 3 (1952)

22. Selbach, F. W. Antworten zu: Was halten Sie von weichbleibender Unterfütterung? Zahnärztl. Welt 9, 5 (1954)

23. Sturm, W. Zur Frage der elastischen Unterfütterung. Zahnärztl. Mitteilungen 60, 2 (1960)

24. Weickard, P. Über den Aufbau weichbleibender Kunststoffe. Dtsch. zahnärztl. Zschr. 3, (1952)

25. Zehm, S. Werkstoffliche Betrachtungen zum weichbleibenden Kunststoff Neoplastupalat. Stoma 11, 1 (1958)

Lebenslauf

Ich wurde am 4.2.1935 als Sohn des Heinrich Eberle, Molkereibesitzer, und seiner Ehefrau Rosa Eberle, geb. Koch, in Hannober Kreis Ravensburg geboren. Vom 1.5.1941 bis 1.5.1945 besuchte ich die Volksschule Hannober und wechselte sodann auf das Neue Gymnasium in Ravensburg über, wo ich im März 1954 das Abitur ablegte. Anschließend begann ich im Sommer-Semester 1954 in Tübingen das zahnärztliche Studium. Nachdem ich 1957 in Tübingen das Physikum abgelegt hatte, besuchte ich je ein Semester die Universität München und Heidelberg, kehrte sodann wieder an die Universität Tübingen zurück und absolvierte dort im Februar 1960 das zahnärztliche Staatsexamen.

Seit dem 1. November 1960 bin ich an der Kieferklinik des Katharinenhospitals der Stadt Stuttgart bei Chefarzt Dr. Dr. U. Rheinwald als Assistent tätig.

Gesamtherstellung: DIE REPROGRAFIE · Karl Mayer KG.
Stuttgart N Friedrichstraße 45